

02P13580



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift

⑯ DE 198 43 812 A 1

—US 6,282,256 B1

⑯ Int. Cl. 7:  
A 61 B 6/03  
G 01 N 23/06

81

⑯ Aktenzeichen: 198 43 812.5  
⑯ Anmeldetag: 24. 9. 1998  
⑯ Offenlegungstag: 30. 3. 2000

⑯ Anmelder:

Philips Corporate Intellectual Property GmbH,  
22335 Hamburg, DE

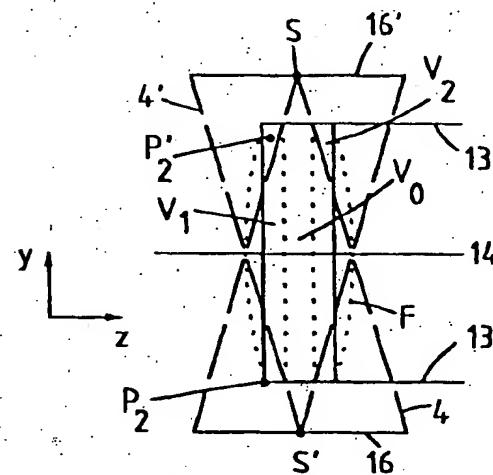
⑯ Erfinder:

Graß, Michael, Dr., 22457 Hamburg, DE; Proksa,  
Roland, 22415 Hamburg, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑯ Computertomographie-Verfahren mit kegelförmigem Strahlenbündel

⑯ Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem der Untersuchungsbereich mit einem kegelförmigen Strahlenbündel abgetastet wird. Der Rekonstruktionsbereich lässt sich dabei dadurch vergrößern, daß die Absorption von Voxeln in einem ersten Teilvolumen mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert wird, wobei die Zuordnung zu den Teilvolumina derart erfolgt, daß die Randbedingungen für die darin benutzten Rekonstruktionsalgorithmen erfüllt werden.



DE 198 43 812 A 1

DE 198 43 812 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten

- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels,
- Erzeugung einer eine Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen dem Strahlenbündel und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt,
- Akquisition von Meßdaten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen während der Relativbewegung,
- Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches, aus den von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten.

Außerdem bezieht sich die Erfindung auf einen Computertomographen zur Durchführung dieses Verfahrens.

Als "kegelförmig" wird ein Strahlenbündel bezeichnet, das in zwei zueinander senkrechten Richtungen eine endliche Ausdehnung hat und das von einer Detektoreinheit erfaßt wird, die die durch den Untersuchungsbereich geschwächte Intensität des Strahlenbündels ortsauflösend in diesen zwei Richtungen messen kann. Ein solches Verfahren ist aus einer Veröffentlichung von L. A. Feldkamp et al "Practical Cone Beam Algorithms", Journal of Optical Soc. Am. A, Vol. 1, No. 6/PP 612-619, 1984, bekannt.

Ein grundsätzlicher Nachteil von CT-Verfahren (CT = Computertomographie) mit kegelförmigem Strahlenbündel besteht darin, daß während der Relativbewegung zwischen Strahlenquelle und Untersuchungsbereich einige Voxel (Volumenelemente) in dem Untersuchungsbereich nur zeitweise von der Strahlung getroffen werden und daß die Absorption in diesen Voxeln aus den von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten nicht rekonstruiert werden kann. Der Teil des Untersuchungsbereichs, in dem die räumliche Absorptionsverteilung rekonstruiert werden kann, ist also stets kleiner als der von der Strahlung getroffene Teil.

Bei dem bekannten Verfahren wird ein Rekonstruktionsalgorithmus angewandt, mit dem die Absorption innerhalb des während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffenen rotationssymmetrischen Bereiches mit einer einem Diskus ähnlichen Form rekonstruiert wird, wobei sich in der Praxis die Rekonstruktion auf eine ebene Scheibe innerhalb dieses Bereichs beschränken dürfte. Dieses bekannte Verfahren geht von einer kreisförmigen Relativbewegung aus.

Es gibt aber auch CT-Verfahren mit einer helixförmigen Relativbewegung. Bei diesem Verfahren wird die Absorption in den bei Beginn oder am Ende der Relativbewegung im Strahlenbündel befindlichen Voxeln nicht rekonstruiert.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, den Bereich in dem die Absorptionsverteilung rekonstruiert wird, zu vergrößern. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:

- a) Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumen,
- b) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus,
- c) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels ei-

nes zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus.

Die Erfindung basiert auf der Überlegung, daß die bekannten Verfahren zur Rekonstruktion immer nur einen Rekonstruktionsalgorithmus benutzen. Die Absorption wird dabei für jedes Voxel mit Rechenschritten von gleicher Art und gleicher Zahl rekonstruiert. Jeder Rekonstruktionsalgorithmus ist an bestimmte Randbedingungen gebunden (z. B. die, daß alle Voxel in dem zu rekonstruierenden Volumen während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffen worden sind), die nur in einem Teil des Gesamtvolumens (dem ersten Teilvolumen) erfüllt sind. Diese Randbedingungen sind zwar hinreichend, für die Rekonstruktion aber nicht notwendig, d. h. es gibt zusätzliche Voxel, die diese Randbedingung nicht erfüllen, jedoch weniger strenge Randbedingungen, die für eine Rekonstruktion – mit einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus – hinreichen, auch wenn das Signal/ Rauschverhältnis dabei ungünstiger sein kann. Diese Voxel befinden sich in einem anderen Teil des Gesamtvolumens (dem zweiten Teilvolumen).

Somit kann man den Rekonstruktionsbereich erweitern, indem man ein hybrides Rekonstruktionsverfahren mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus in einem ersten Teilvolumen und einem zweiten Rekonstruktionsalgorithmus in einem zweiten (vom ersten verschiedenen) Teilvolumen anwendet. Dabei kann der zweite Rekonstruktionsalgorithmus durchaus Rechenschritte gleicher Art enthalten wie der erste, jedoch in einer unterschiedlichen Anzahl. Die Angabe "abweichender Rekonstruktionsalgorithmus" ist also in diesem Sinne breit zu interpretieren.

Anspruch 2 beschreibt eine Ausgestaltung, die bei einer kreisförmigen Trajektorie anwendbar ist (bei der also die Relativbewegung zwischen Strahlenquelle und Detektoreinheit einerseits und dem Untersuchungsbereich anderseits die Form eines Kreises hat). Dabei ist das Zuordnungskriterium zu den beiden Teilvolumina durch den Bestrahlungswinkelbereich gegeben (das ist der Winkelbereich, den die (Parallel-) Projektion der Strahlen von der Strahlenquelle zu einem Voxel auf eine zur Rotationsachse senkrechte Ebene in dieser Ebene bedecken, bzw. den die Komponenten der Vektoren von der Strahlenquelle zu dem Voxel in der Rotationsebene der Strahlenquelle überstreichen). Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von 360° (diese Voxel werden während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffen) werden dem ersten Teilbereich zugeordnet und Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens 180° (aber weniger als 360°) dem zweiten Teilvolumen, das das erste Teilvolumen beiderseits begrenzt und das zur Rotationsachse senkrechte Seitenflächen aufweist.

Die Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem ersten Teilvolumen erfolgt dabei mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus, der einen Rekonstruktionswinkelbereich von 360° ausnutzt (als Rekonstruktionswinkelbereich wird der Winkelbereich bezeichnet, den die zur Rekonstruktion herangezogenen (Parallel-) Projektionen der Strahlen von der Strahlenquelle zu einem Voxel auf eine zur Rotationsachse senkrechte Ebene in dieser Ebene bedecken.) Als Rekonstruktionsalgorithmus kann dabei beispielsweise der in der eingangs erwähnten Veröffentlichung beschriebene Algorithmus verwendet werden. Für das zweite Teilvolumen kann ein Rekonstruktionsalgorithmus verwendet werden, der mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° auskommt; bei den CT-Verfahren mit einem ebenen fächerförmigen Strahlenbündel werden bekanntlich auch Rekonstruktionsalgorithmen benutzt werden, die mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von nur 180° arbeiten.

Die Ansprüche 3 und 4 beschreiben zwei Alternativen,

wie man die Absorption in diesen Voxeln rekonstruieren kann. Gemäß Anspruch 3 werden nur Meßdaten aus einem Bestrahlungswinkelbereich von exakt 180° herangezogen. Gemäß Anspruch 4 werden alle Meßdaten herangezogen, die für Strahlen durch das betreffende Voxel ermittelt worden sind, jedoch werden die Beiträge von Strahlen, deren Projektion das Voxel aus um 180° gegeneinander versetzten Richtung passiert, so gewichtet, daß ihr Gesamtgewicht so groß ist wie das eines Einzelstrahls (d. h. eines Strahls für eine Richtung, für die es in der Gegenrichtung keinen Strahl gibt). Die Rekonstruktion ist in diesem Fall einer Rekonstruktion mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° äquivalent, hat allerdings ein günstigeres Signal/Rausch-Verhältnis.

Wenn der mit einer kreisförmigen Trajektorie rekonstruierbare Teil des Untersuchungsbereichs nicht ausreicht, kann man den Untersuchungsbereich auf zwei nebeneinander liegenden kreisförmigen Abtastbahnen abtasten. Anspruch 5 beschreibt eine für diesen Fall geeignete Ausgestaltung des erfundungsgemäßen Verfahrens. Dabei ist symmetrisch zu den beiden Kreisen, auf denen die Relativbewegung erfolgt, ein (scheibenförmiger) Zwischenbereich vorgesehen, der ein drittes Teilvolumen bildet. Während die Absorption der Voxel in dem ersten und zweiten Teilvolumen so rekonstruiert werden kann, wie in Verbindung mit Anspruch 2 erläutert, kann das dritte Teilvolumen z. B. mit einem ART-Verfahren (ART = Algebraic Reconstruction Technique) rekonstruiert werden.

Anspruch 6 bezieht sich auf eine Ausgestaltung für eine helixförmige Relativbewegung zwischen dem Untersuchungsbereich und der Strahlenquelle bzw. der Detektoreinheit. In der deutschen Patentanmeldung 198 25 296.4 (PHD 98-086) ist ein Verfahren dieser Art beschrieben, bei dem sich für (einen Teil der) Voxel im Untersuchungsbereich ein Bestrahlungswinkelbereich von genau  $(2n+1)\pi$  ergibt, wobei  $n$  eine ganze Zahl ist. Mit dem bekannten Verfahren kann die Absorption in diesen Voxeln rekonstruiert werden. Die Absorption von Voxeln, die sich am Beginn oder am Ende der helixförmigen Relativbewegung innerhalb des Strahlenbündels befinden, ist mit dem in dieser die in diesem Dokument beschriebenen Rekonstruktionsverfahren nicht möglich, weil der Strahlungswinkelbereich für diese Voxel kleiner ist als  $(2n+1)\pi$ . Deshalb ist die Randbedingung für das in dem genannten Dokument beschriebene Rekonstruktionsverfahren verletzt, jedoch gibt es dabei Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von  $n$  oder mehr. Diese Voxel werden dem zweiten Teilvolumen zugeordnet, und ihre Absorption kann mit dem aus der PCT/SE 98/000029 bekannten Verfahren rekonstruiert werden, wenn man jeweils nur die Meßdaten für einen Bestrahlungswinkelbereich von exakt 180° heranzieht.

Ein Computertomograph zur Durchführung des erfundungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 7 beschrieben.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Computertomographen bei dem die Erfindung anwendbar ist.

Fig. 2A-2C die Lage der Teilvolumina bzw. einzelner Voxel auf der Seitenfläche eines Teilvolumens

Fig. 3 ein Ablaufdiagramm für ein erfundungsgemäßes Rekonstruktionsverfahren.

Fig. 4 die geometrischen Verhältnisse für ein Voxel innerhalb des zweiten Teilvolumens.

Fig. 5a und 5b die Gewichtungsfaktoren, mit dem die verschiedenen Bestrahlungsrichtungen bei der Rekonstruktion der Absorption eines Voxels eingehen.

Fig. 6 die geometrischen Verhältnisse bei einer Abtastung des Untersuchungsbereichs auf zwei gegeneinander versetzen Kreisbahnen und

Fig. 7 die geometrischen Verhältnisse bei einer helixförmigen Relativbewegung.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfaßt 5 eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry ist 10 eine Strahlenquelle S, beispielsweise ein Röntgenstrahler, befestigt. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d. h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer 15 dazu senkrechten Richtung (das heißt in der x,y-Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat.

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen Untersuchungsbereich 13 in dem sich ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht näher dargestellt) befinden kann. Der Untersuchungsbereich 13 hat die Form eines Zylinders, 20 der im folgenden als Objektzylinder 13 bezeichnet wird. Nach dem Durchsetzen des Objektzylinders 13 trifft das Röntgenstrahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte zweidimensionale Detektoreinheit 16, die eine Anzahl von 25 Detektorzeilen mit jeweils einer Vielzahl von Detektorelementen umfaßt. Jedes Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Meßwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4. Die Detektoreinheit 16 kann auf einem Kreisbogen um die Rotationsachse 14 angeordnet sein, 30 aber auch auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S. Sie kann aber auch eben sein.

Der mit  $\alpha_{max}$  bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 (als Öffnungswinkel ist der Winkel definiert, den ein in der x,y-Ebene am Rand liegender Strahl des Bündels 35 4 mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Zentralstrahlebene einschließt) bestimmt dabei den Durchmesser des Objektzylinders 113, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Aquisition der Meßwerte befindet. Der Untersuchungsbereich 40 13 – bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch – kann mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Die Geschwindigkeit dieses Vorschubs in z-Richtung ist konstant und vorzugsweise einstellbar.

Die von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten werden einem Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der daraus die Absorptionsverteilung in einem Teil des Untersuchungsbereichs 13 rekonstruiert und z. B. auf einem Monitor 11 wiedergibt. Die beiden Motoren 2 und 5, der Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Meßdaten von der Detektoreinheit zum Bildverarbeitungsrechner 10 werden von einer geeigneten Kontrolleinheit 7 gesteuert.

Wenn der Motor 5 für den Vorschub in z-Richtung stillsteht und der Motor 2 die Gantry 1 rotieren läßt, ergibt sich 55 eine kreisförmige Abtastbewegung der Strahlenquelle S und der Detektoreinheit. Die Kontrolleinheit 7 kann die Motoren 2 und 5 aber auch gleichzeitig so aktivieren, daß das Verhältnis der Vorschubgeschwindigkeit des Untersuchungsbereichs 13 und die Winkelgeschwindigkeit der Gantry in einem konstanten Verhältnis stehen.

Fig. 2A zeigt die durch einen Punkt angedeutete Strahlenquelle S, die durch eine Linie symbolisierte Detektoreinheit 16 und das Strahlenbündel 4 in einer ersten Position bezüglich der Rotationsachse 14 und – durch die Bezugszeichen S', 16' und 4' angedeutet – in einer zweiten, demgegenüber um 180° versetzten Position. Außerdem ist in Fig. 2A der Untersuchungsbereich 13 angedeutet. Dabei sind der Deut-

lichkeit halber die Abmessungen in Richtung parallel zur Rotationsachse in einem größer Maßstab dargestellt als senkrecht dazu. Die Absorption in allen Voxeln, die sich innerhalb des – annähernd diskusförmigen – Teilvolumens  $V_1$  des Untersuchungsbereichs 13 befinden, das von den Strahlenbündeln 4 und 4' – und den in allen andern Strahlenquellenpositionen emittierten Strahlenbündeln – erfaßt wird, kann mit dem eingangs er wähnten Rekonstruktionsalgorithmus von Feldkamp rekonstruiert werden – oder einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus für kreisförmige Trajektorien. Wegen der ungewöhnlichem Form dieses Teilvolumens wird man sich jedoch auf den gepunktet angedeuteten, in **Fig. 2A** mit  $V_0$  bezeichneten ebenen Bereich beschränken. Man erkennt, daß der Bereich  $V_0$  klein ist im Vergleich zu dem von Strahlung durchsetzten Teil des Untersuchungsbereichs.

Außerdem sind in **Fig. 2A** zwei Seitenflächen dargestellt, die zur Rotationsachse senkrecht sind und die Spitze des Teilvolumens  $V_1$  schneiden. Ein Voxel auf einer der Seitenflächen und am Rand des Untersuchungsbereichs 13 ist mit  $P_2$  bezeichnet.

**Fig. 2B** zeigt – gegenüber **Fig. 2A** um  $90^\circ$  gedreht – die kreisförmige Bahn, auf der die Strahlenquelle die Rotationsachse 14 umkreist, sowie das Voxel  $P_2$  auf der Seitenfläche. Der Teil der Kreisbahn, von dem aus  $P_2$  keine Strahlung empfängt, weil die Öffnung des Strahlenbündels in Richtung der Rotationsachse nicht genügend groß ist, ist dabei dünner gezeichnet als der Teil der Bahn, von dem aus das Voxel  $P_2$  Strahlung empfängt. Die Übergänge zwischen den beiden Kreisbögen sind durch die Strahlenquellenpositionen  $S_1$  und  $S_2$  bezeichnet. Man erkennt, daß der dicke Kreisbogen symmetrisch zu einer Winkelposition  $\varphi_s$  verläuft, in der ein Strahl von der Strahlenquelle zum Voxel  $P_2$  genau durch die Rotationsachse 14 geht.

Man erkennt aus **Fig. 2B** weiterhin, daß die Strahlenquelle von der Position  $S_1$  in die Position  $S_2$  um einen Winkel  $\Delta\beta$  von mehr als  $180^\circ$  rotieren muß, obwohl der Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  (das ist der Winkelbereich, den die Parallel-Projektion der Strahlen von der Strahlenquelle zu dem Voxel  $P_2$  auf die x-y-Ebene in dieser Ebene bedeckt) exakt  $180^\circ$  entspricht. Diese Differenz zwischen  $\Delta\beta$  und  $\Delta\varphi$  ist für Voxel, die näher an der Rotationsachse 14 liegen, geringer. Es läßt sich zeigen, daß alle anderen Voxel auf den Seitenflächen (außerhalb von  $V_1$ ), die nicht am äußeren Rand des Untersuchungsbereiches liegen, einen Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  von mehr als  $180^\circ$ , aber weniger als  $360^\circ$  aufweisen.

Für die zwischen den Seitenflächen und den Außenflächen von  $V_1$  liegenden Voxel ist der Bestrahlungswinkelbereich ebenfalls größer als  $180^\circ$  und kleiner als  $360^\circ$ . Da man die Absorption von Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens  $180^\circ$  rekonstruieren kann (bei CT-Verfahren mit einem ebenen, fächerförmigen Strahlenbündel ist es ja auch möglich, Rekonstruktionsalgorithmen zu benutzen, die mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von nur  $180^\circ$  arbeiten), wird dieser Teil des Untersuchungsbereiches (inklusive seiner Seitenflächen) als zweites Teilvolumen  $V_2$  definiert.

**Fig. 2C** zeigt die Strahlenquellenposition  $S_1$  und  $S_2$  in einer zu den **Fig. 2A** und **Fig. 2B** um  $90^\circ$  gedrehten Darstellung. Es sind die beiden Strahlen von den Strahlenquellenpositionen  $S_1$  und  $S_2$  zum Voxel  $P_2$  sowie die Verbindungsgerade zwischen diesen Voxel dargestellt. Zwischen den beiden Verbindungsgeraden und dem Voxel besteht ein Winkel, der dem Öffnungswinkel des kegelförmigen Strahlenbündels entspricht. In der Darstellung von **Fig. 2B**, in der die beiden Strahlen auf die x-y-Ebene projiziert werden, wirkt dies so, als seien sie um exakt  $180^\circ$  versetzt.

**Fig. 3** erläutert den Ablauf eines Rekonstruktionsverfahrens mit dem man die Absorptionsverteilung in einem erheblich größeren Teil des Untersuchungsbereichs rekonstruiert.

5 Nach der Initialisierung im Block 101 rotiert die Gantry mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit. Es wird dann im Schritt 102 die Röntgenstrahlung eingeschaltet, und die dabei von der Detektoreinheit 16 erfaßten Meßdaten werden in einem Speicher des Bildverarbeitungsrechners gespeichert.

10 Im Verarbeitungsschritt 103 wird jeder Meßwert mit einem Faktor gewichtet (multipliziert), der proportional ist zu dem Kosinus des Winkels, den der Strahl, zu dem der jeweilige Meßwert gehört, mit dem Zentralstrahl einschließt (der

15 Zentralstrahl ist der Strahl, der von der Strahlenquelle S ausgehend die Rotationsachse 14 senkrecht schneidet und auf die Mitte der Detektoreinheit 16 trifft).

20 Im Schritt 104 werden die von einer Detektorzeile (die sich in der x,y-Ebene befindet) gelieferten und gemäß dem Schritt 103 gewichteten Meßwerte einer Hochpaßfilterung; unterzogen. Wenn die Detektoreinheit 16 eben ist, ist diese Filterung rampenförmig, d. h. sie hat einen linear mit der Ortsfrequenz zunehmenden Übertragungsfaktor. Wenn die Detektoreinheit bogenförmig um die Strahlenquelle S oder um die Rotationsachse 14 gekrümmmt ist, muß diese Filterung bekanntlich modifiziert werden.

25 Nachdem alle Meßdaten auf diese Weise gemäß den Schritten 103 und 104 verarbeitet worden sind, wird ein Voxel x,y,z innerhalb eines vorgebbaren Bereiches (field of view – FOV) vorgegeben (Schritt 105). Im Schritt 106 verzweigt das Ablaufdiagramm, je nachdem, ob der Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  für dieses Voxel kleiner ist als  $360^\circ$  oder nicht. Bei einer vorgegebenen Geometrie des Computertomographen kann in einer look up-Tabelle für jedes Voxel in einem mit der Gantry verbundenen Koordinatensystem gespeichert sein, ob die Bedingung  $\Delta\varphi = 360^\circ$  erfüllt ist oder nicht.

30 Wenn die Bedingung erfüllt ist, d. h. wenn sich das betreffende Voxel während des gesamten Umlaufs im Strahlenbündel befunden hat, erfolgt im Schritt 107 eine Rückprojektion der gefilterten Daten, wobei für das betreffende Voxel die Meßdaten von allen Strahlen herangezogen werden, die während der Akquisition der Meßdaten dieses Voxel passiert haben. Jeder Meßwert wird dabei mit einem sogenannten "Vergrößerungsfaktor" (magnification factor) multipliziert, der von dem Abstand zwischen diesem Voxel und der jeweiligen Strahlenquellenposition abhängt, in der der Meßwert akquiriert wurde.

35 Wenn in einer Strahlenquellenposition kein Strahl exakt durch das betreffende Voxel verläuft, kann für diese Strahlenquellenposition ein Strahl (bzw. ein gefilterter Meßwert) durch Interpolation der Meßwerte von mehreren Strahlen gefunden werden.

40 Nachdem auf diese Weise für alle Strahlenquellenpositionen die Beiträge zu dem betreffenden Voxel akkumuliert worden sind, wird im Schritt 108 geprüft, ob alle Voxel in dem zu rekonstruierenden Bereich FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 105.

45 Die Folge der Schritte 103 . . . 107 entspricht im wesentlichen dem von Feldkamp angegebenen Rekonstruktionsalgorithmus. Allerdings kann damit die Absorption nur für die Voxel rekonstruiert werden, die in allen Strahlenquellenpositionen von Strahlung getroffen wurden, bzw. die in den zur 50 Rotationsachse 14 rotationssymmetrischen, diskusförmigen Bereich  $V_1$  liegen. Das hybride Rekonstruktionsverfahren gemäß der Endung gestattet demgegenüber die Rekonstruktion Absorptionsverteilung in einem größeren Bereich.

Wenn feststeht, daß das Voxel  $x, y, z$  nicht im Teilvolumen  $V_1$  enthalten ist, d. h. nicht in allen Strahlenquellenpositionen von Strahlung getroffen wird, erfolgt im Schritt 109 eine Abfrage, ob sich für das vorgegebene Voxel ein Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  von wenigstens  $180^\circ$  ergibt (auch dies kann in einer look-up Tabelle gespeichert sein). Ist dies nicht der Fall, dann ist die Absorption in dem betreffenden Voxel nicht exakt rekonstruierbar und das Programm verzweigt zur Abfrage 108. Wenn hingegen der Bestrahlungsbereich  $\Delta\varphi$  mindestens  $180^\circ$  beträgt, wird die Absorption auch in diesem Voxel mit dem im folgenden erläuterten Rekonstruktionsalgorithmus ermittelt.

Dabei wird zunächst im Schritt 110 der Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  festgelegt, der zur Rekonstruktion der Absorption in dem Voxel herangezogen wird. Es sei angenommen, daß das vorgegebene Voxel  $x, y, z$  auf den äußeren Seitenflächen des Teilvolumens  $V_2$  und am Rand des Untersuchungsbereiches 13 liegt – wie etwa das Voxel  $P_2$ . In diesem Fall bleibt keine andere Wahl, als den gesamten als den gesamten Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  zwischen den Strahlenquellenpositionen  $S_1$  zur Rekonstruktion heranzuziehen, weil dieser die Bedingung  $\Delta\varphi = 180^\circ$  gerade erfüllt.

Die Meßwerte aller Strahlen im Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi$  durch dieses Voxel werden im Schritt 111 mit einem Gewichtungsfaktor  $w_0$  gewichtet. Gemäß Fig. 5a, die die Abhängigkeit dieses Gewichtungsfaktors  $w$  vom Bestrahlungswinkel  $\varphi$  darstellt, ist  $w_0$  von  $\varphi$  unabhängig;  $\varphi_1$  und  $\varphi_2$  sind dabei die zu den Strahlenquellenpositionen  $S_1$  und  $S_2$  korrespondierenden Bestrahlungswinkel (in einer Projektion auf die  $x, y$ -Ebene). Der Gewichtungsfaktor  $w_0$  ist dem Wert  $1/N$  proportional, wobei  $N$  die Zahl der Strahlenquellenpositionen auf dem Kreisbogen zwischen  $S_1$  und  $S_2$  (und damit die Zahl der Strahlen, die durch das betreffende Voxel verlaufen) ist. Dadurch werden die weiteren Schritte unabhängig von dem Wert  $N$  bzw. von dem Winkel  $\Delta\beta$  den die Strahlenquelle auf dem Kreisbogen von  $S_1$  bis  $S_2$  durchläuft. Wie zuvor ausgeführt, hängen der Winkel  $\Delta\beta$  bzw. die Zahl  $N$  von dem Abstand des jeweiligen Voxels von der Rotationsachse 14 ab.

Im Schritt 112 erfolgt dann eine Rückprojektion, wobei die Meßwerte der über den Bestrahlungswinkelbereich von  $180^\circ$  verteilten Strahlen mit dem Vergrößerungsfaktor multipliziert werden, der von dem Abstand zwischen der zu diesem Strahl gehörenden Strahlenquellenposition und dem Voxel abhängig ist. Die vom Bestrahlungswinkel  $\varphi$  unabhängige Gewichtung und die Multiplikation mit dem vom Bestrahlungswinkel  $\varphi$  abhängigen Vergrößerungsfaktor, können auch in einem einzigen Schritt durchgeführt werden.

Wenn das zu rekonstruierende Voxel innerhalb des Teilvolumens  $V_2$  (aber außerhalb des Teilvolumens  $V_1$ ) liegt, wie z. B. das Voxel  $P'_2$  in Fig. 2A, sind die Verhältnisse etwas anders als bei einem Voxel auf der Seitenfläche und am Rand des Untersuchungsbereiches 13 (wie etwa  $P_2$ ). Dies ist anhand von Fig. 4 erläutert, die in einer zu Fig. 2B analogen Darstellung die Verhältnisse für das Voxel  $P'_2$  (vgl. Fig. 2A) zeigt. Es ist wiederum die Winkelposition  $\varphi_s$  dargestellt, und mit  $S_1$  und  $S_2$  sind die dazu symmetrischen Strahlenquellenpositionen dargestellt, aus denen die Strahlen zum Voxel  $P'_2$  (genauer: deren Projektionen auf die  $x, y$ -Ebene) um genau  $180^\circ$  gegeneinander versetzt sind. Fig. 4 zeigt, daß es jenseits dieser Strahlenquellenpositionen noch weitere Positionen in dem dick ausgezogenen Bereich gibt, aus denen das Voxel  $P'_2$  bestrahlt wird. In diesem Fall gibt es für die Schritte 110 und 111 folgende Möglichkeiten:

- a) aus dem gesamten zur Verfügung stehenden Bestrahlungswinkelbereich  $\varphi_1$ – $\varphi_0$  wird ein Bereich herausgeschnitten, der genau  $180^\circ$  entspricht, z. B. ein zu

der Symmetrieposition  $\varphi_s$  symmetrischer Bereich, der durch die Strahlenquellenposition  $S_1$  und  $S_2$  bzw. (vgl. Fig. 5a) durch  $\varphi_1$  und  $\varphi_2$  gekennzeichnet ist. Der herausgeschnittene Bereich muß aber nicht symmetrisch zu  $\varphi_s$  sein. Der Gewichtungsfaktor  $w_{00}$  mit dem alle Meßwerte in gleicher Weise gewichtet werden, ist dabei wiederum dem Wert  $1/N$  proportional.

b) eine zweite Möglichkeit besteht darin, auch die Strahlen mit einem Bestrahlungswinkel außerhalb des Bereichs  $\varphi_1$  und  $\varphi_2$  heranzuziehen und diese Strahlen und einen entsprechenden Teil der innerhalb von  $\varphi_1$  und  $\varphi_2$  befindlichen Strahlrichtungen so zu gewichten, daß die Strahlen durch das Voxel  $P'_2$ , deren Projektionen in die  $x, y$ -Ebene in einander exakt entgegengesetzte Richtungen verlaufen, zusammen das gleiche Gewicht erhalten, wie z. B. der durch den Strahlungswinkel  $\varphi_s$  gekennzeichnete Einzelstrahl, zu dem es kein (um  $180^\circ$  versetztes) Gegenstück gibt. Da die äußeren Strahlen dabei also mit einem geringeren Gewicht eingehen als die Strahlen in der Mitte, ist diese Rekonstruktion einer Rekonstruktion mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von  $180^\circ$  (Fig. 5a) äquivalent.

Nachdem auf diese Weise die Absorption für alle Voxel, die in dem FOV sowie in den Teilvolumina  $V_1$  und  $V_2$  liegen, ermittelt ist, ist das hybride Rekonstruktionsverfahren beendet.

Anstelle des Feldkamp-Algorithmus kann auch ein anderer Rekonstruktionsalgorithmus zur Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem Teilvolumen  $V_1$  verwendet werden. Ebenso kann die Absorptionsverteilung in dem Teilvolumen  $V_2$  mit einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert werden, der die Rekonstruktion aus einem Bestrahlungswinkelbereich von weniger als  $360^\circ$  gestattet.

Wie die Fig. 2A zeigt, ist die durch die Teilvolumina  $V_1 + V_2$  definierte Scheibe, innerhalb der die Rekonstruktionsverteilung rekonstruiert werden kann, deutlich breiter als die Scheibe  $V_0$ , in der die Absorptionsverteilung rekonstruiert werden kann, wenn man sich auf den Feldkamp-Algorithmus allein beschränkt. Wenn ein FOV mit einem kleineren Durchmesser als der Untersuchungsbereich 13 vorgegeben wird, kann die Scheibe  $V_1 + V_2$  sogar noch dicker sein. Es läßt nämlich zeigen, daß alle Punkte innerhalb des Untersuchungsbereiches mit einem Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\varphi = 180^\circ$  auf einer konvexen und bezüglich der Rotationsachse 14 rotationssymmetrischen Fläche  $F$  liegen. Diese in Fig. 2a gestrichelt angedeutete Fläche  $F$  tangieren die Spitzen des Konus. Jede Scheibe innerhalb der Flächen, aber auch das durch die Flächen  $F$  begrenzte Volumen selbst, läßt sich vollständig rekonstruieren. Dabei werden die Voxel zwischen den Flächen  $F$  und dem durch das Teilvolumen  $V_1$  definierten Kegel dem Teilvolumen  $V_2$  und die Voxel innerhalb des Kegels dem Teilvolumen  $V_1$  zugeordnet.

Trotzdem kann aber auch das durch die Flächen  $F$  definierte Gesamtvolumen für manchen Anwendungsfall nicht ausreichend sein. In diesem Fall kann der Untersuchungsbereich auf zwei in Richtung der Rotationsachse gegeneinander versetzten Kreisen abgetastet werden. Dies ist in Fig. 6 dargestellt, wobei mit  $S_a$  und  $S'_a$  zwei um  $180^\circ$  auf dem einen Kreis und mit  $S_b$  und  $S'_b$  zwei auf dem anderen Kreis um  $180^\circ$  versetzte Strahlenquellenpositionen angedeutet sind. Die Detektoreinheiten sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt, jedoch die resultierenden Teilvolumen  $V_1$  und  $V_2$ . Die Rekonstruktion für die Teilvolumina  $V_1$  und  $V_2$  kann wiederum so erfolgen wie in Verbindung mit Fig. 3 beschrieben.

In der Mitte zwischen den Kreisbahnen befindet sich ein ebenes, scheibenförmiges Teilvolumen  $V_3$ , das beiderseits

durch die zu dem Teilvolumen  $V_2$  gehörenden Seitenflächen (Fig. 2A) begrenzt wird. Zumindest die am äußeren Rand des Untersuchungsbereiches in dem Teilvolumen befindlichen Voxel haben einen Bestrahlungswinkelbereich von weniger als  $180^\circ$ .

Die Zuordnung zu den Teilvolumina  $V_2$  oder  $V_1$  erfolgt dabei wiederum in Abhängigkeit vom Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\phi$ . Die Zuordnung zu dem Teilvolumen  $V_3$  hingegen erfolgt in Abhängigkeit von der Lage, d. h. von der z-Koordinate eines Voxels.

Die Rekonstruktion der Absorptionsverteilung in dem Volumen  $V_3$  erfolgt zweckmäßigerweise mit einem ART-Verfahren. ART-Verfahren sind iterative Verfahren, bei denen zunächst den zu rekonstruierenden Voxeln ein geeigneter Absorptionswert zugeordnet wird, wonach die Absorptionswerte von auf demselben Strahl liegenden Voxeln akkumuliert werden und mit dem für diesen Strahl akquirierten Meßwert verglichen werden. Die Differenz wird auf geeignete Weise auf die auf diesem Strahl liegenden Voxel verteilt. Nachdem auf diese Weise die Absorptionsverteilung in allen Voxeln des zu rekonstruierenden Volumens korrigiert worden ist, wird der beschriebene Vergleich mit den akquirierten Meßdaten wiederholt usw. Das ART-Verfahren gestattet näherungsweise die Rekonstruktion der Absorption auch in den Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich  $\Delta\phi < 180^\circ$ .

Die Erfindung ist nicht nur bei solchen CT-Verfahren anwendbar, bei denen eine kreisförmige Relativbewegung stattfindet, sondern auch bei solchen CT-Verfahren, bei denen in Folge eines Vorschubs in z-Richtung eine helixförmige Relativbewegung zwischen Untersuchungsbereich erfolgt und Strahlenquelle bzw. Detektor erfolgt.

Im Prinzip ist es bei einer helixförmigen Abtastbewegung gleichgültig, ob die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 oder der Untersuchungsbereich (bzw. das daran befindliche Objekt) die Rotations- bzw. Vorschubbewegung ausführen, wesentlich ist allein die Relativbewegung. Deshalb ist in Fig. 7 angenommen, daß sich die Strahlenquelle S (und die mit ihr über die Gantry 1 verbundene, in Fig. 7 nicht dargestellte Detektoreinheit 16) auf der helixförmigen Bahn 17 nach oben bewegen, während der Untersuchungsbereich 13, ebenso wie das darin befindliche Objekt – in Fig. 7 nicht dargestellt ist – ruht.

Bei einem in der nicht vorveröffentlichten deutschen Patentanmeldung 198 25 296.4 (= PHD 98-086) beschriebenen Verfahren dieser Art sind die Abmessungen der Detektoreinheit, das von der Strahlenquelle 4 emittierte Strahlenbündel, die Vorschubgeschwindigkeit und die Rotationsgeschwindigkeit so aufeinander abgestimmt, daß von der Detektoreinheit gerade die Strahlen erfaßt werden, die mit den Windungen  $H_0$  und  $H_3$  der Helix 17 zusammenfallen. Weil sich dazwischen noch die beiden Helixwindungen  $H_1$  und  $H_2$  befinden, haben diese voneinander einen Abstand von dem dreifachen (allgemein dem  $(2n+1)$ -fachen) des Abstandes zweier benachbarter Helixwindungen.

Es läßt sich zeigen, daß in diesem Fall alle Voxel, die nach dem Beginn der Abtastung des Untersuchungsbereichs in das Strahlenbündel eintreten und es vor dem Ende der Abtastung verlassen, von der Strahlenquelle unter einem Winkel von exakt  $3\pi$  (allgemein  $(2n+1)\pi$ ) bestrahlt worden sind, wodurch eine sehr einfache Rekonstruktion mit sehr guter Bildqualität möglich wird.

Für die Voxel, die sich bei Beginn der Abtastbewegung schon in dem Strahlenbündel 4 befinden, und die Voxel, die sich am Ende der Abtastbewegung noch darin befinden, gilt dies nicht. Für sie ist der Bestrahlungswinkelbereich kleiner, so daß sie sich mit dem in dem genannten Dokument beschriebenen Verfahren nicht rekonstruieren lassen.

Auch hier ist jedoch wiederum eine hybride Rekonstruktion möglich, indem man alle Voxel, die sich am Beginn und am Ende der helixförmigen Relativbewegung außerhalb des Strahlenbündels befinden, einem ersten Teilvolumen zuordnet, dessen Absorptionsverteilung man mit dem in dem genannten Dokument beschriebenen Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert. Ein Teil der zu Beginn der Bestrahlung im Strahlengang befindlichen Voxel, nämlich die Voxel, die von der Strahlenquelle zwischen die Windungen  $H_1$  und  $H_2$  projiziert werden, wird aus einem Winkelbereich von mehr als  $180^\circ$  bestrahlt. Dieser kann daher rekonstruiert werden, wenn man die Voxel in diesem Teil einem zweiten Teilvolumen zuordnet und die Absorptionsverteilung darin mit einem aus der PCT/SE 98/000029 bekannten Verfahren rekonstruiert, wobei man zur Rekonstruktion jeweils nur die Strahlen für einen Winkelbereich von exakt  $180^\circ$  heranzieht.

Die Voxel, die zu Beginn der Bestrahlung auf den Bereich zwischen den Helixwindungen  $H_0$  und  $H_1$  projiziert werden, werden aus einem Bereich von mehr als  $2\pi$  (aber weniger als  $3\pi$ ) bestrahlt. Diese kann man einem dritten Teilvolumen zuordnen, dessen Absorptionsverteilung man rekonstruiert in dem man für jedes Voxel darin Strahlen aus einem Abtastwinkelbereich von  $360^\circ$  heranzieht.

#### Patentansprüche

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten
  - Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4),
  - Erzeugung einer Rotation um eine Rotationsachse (14) umfassenden Relativbewegung zwischen dem Strahlenbündel und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt,
  - Akquisition von Meßdaten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen während der Relativbewegung,
  - Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches (13) aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Meßdaten

gekennzeichnet durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:

- a) Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen ( $V_1$ ;  $V_2$  innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumens),
- b) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus
- c) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels eines zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus

2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Relativbewegung die Form eines Kreises um die Rotationsachse hat, gekennzeichnet durch folgende Schritte:
  - a) Zuordnung von Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von  $360^\circ$  zu dem ersten Teilvolumen;
  - b) Zuordnung von Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens  $180^\circ$  aber weniger als  $360^\circ$  zu dem zweiten Teilvolumen,
  - c) Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem ersten Teilvolumen mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von  $360^\circ$ ,

d) Rekonstruktion der Absorption der Voxel entsprechend einem Rekonstruktionswinkelbereich von  $180^\circ$  in dem zweiten Teilvolumen.

3. Computertomographie Verfahren nach Anspruch 2 gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Definition der um  $180^\circ$  gegeneinander versetzten Randstrahlen des Rekonstruktionswinkelbereichs für jedes Voxel im zweiten Teilvolumen
- Nichtberücksichtigung der Beiträge der außerhalb des so definierten Rekonstruktionswinkelbereichs durch das betreffende Voxel verlaufenden Strahlen

4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 2 gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Gewichtung der Beiträge von Strahlen-Paaren, die mit um  $180^\circ$  gegeneinander versetzten Richtungen durch ein Voxel im zweiten Teilvolumen verlaufen, derart daß ihr Gesamtgewicht so groß ist wie das eines Einzelstrahls
- Summierung aller – ggf. gewichteten – Beiträge von Strahlen, die durch das betreffende Voxel verlaufen
- Wiederholung der Schritte a) und c) Für andere Voxel im zweiten Teilvolumen

5. Computertomographie Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Untersuchungsbereich auf zwei gegeneinander in Richtung der Rotationsachse versetzten Kreisen abgetastet wird, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Zuordnung von Voxeln außerhalb eines ebenen, die Rotationsachse senkrecht schneidenden Zwischenbereiches mit einem Bestrahlungswinkelbereich von  $360^\circ$  zu einem ersten Teilvolumen,
- Zuordnung von außerhalb des Zwischenbereiches befindlichen Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens  $180^\circ$ , aber weniger als  $360^\circ$  zu einem zweiten Teilvolumen,
- Zuordnung von Voxeln innerhalb des Zwischenbereiches mit einem zu einem dritten Teilvolumen,
- Rekonstruktion der Voxel innerhalb des dritten Teilvolumens mit einem ART-Verfahren.

6. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Relativbewegung in Form einer Helix (17) eine Rotation um eine Rotationsachse (14) und einen Vorschub in Richtung parallel zur Rotationsachse umfaßt und wobei sich für Voxel im Untersuchungsbereich ein Bestrahlungswinkelbereich von genau  $(2n+1)\pi$  ergibt gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Zuordnung von vom Strahlenbündel erfaßten Voxeln, die sich am Beginn und am Ende der helixförmigen Relativbewegung außerhalb des kegelförmigen Strahlenbündels befinden, zu einem ersten Teilvolumen,
- Zuordnung von Voxeln, die sich am Beginn oder am Ende der helixförmigen Relativbewegung innerhalb des Strahlenbündels befinden, zu dem zweiten Teilvolumen,
- Rekonstruktion der Absorptionsverteilung in den beiden Teilvolumina mit unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen.

7. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- einer Strahlenquelle (S) zur Emission eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels,

- eine mit der Strahlenquelle verbundene zweidimensionale Detektoreinheit (16) zur Akquisition von der Intensität in dem Strahlerbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängigen Meßdaten,
- einer Antriebsanordnung (2, 5) zur Erzeugung einer eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) und der Detektoreinheit (16) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) bzw. dem Objekt andererseits,
- und mit einer Rekonstruktionseinheit (10) zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches (13) aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Meßdaten.

gekennzeichnet durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:

- Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumens,
- Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus
- Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels eines zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus.

---

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

---

**- Leerseite -**

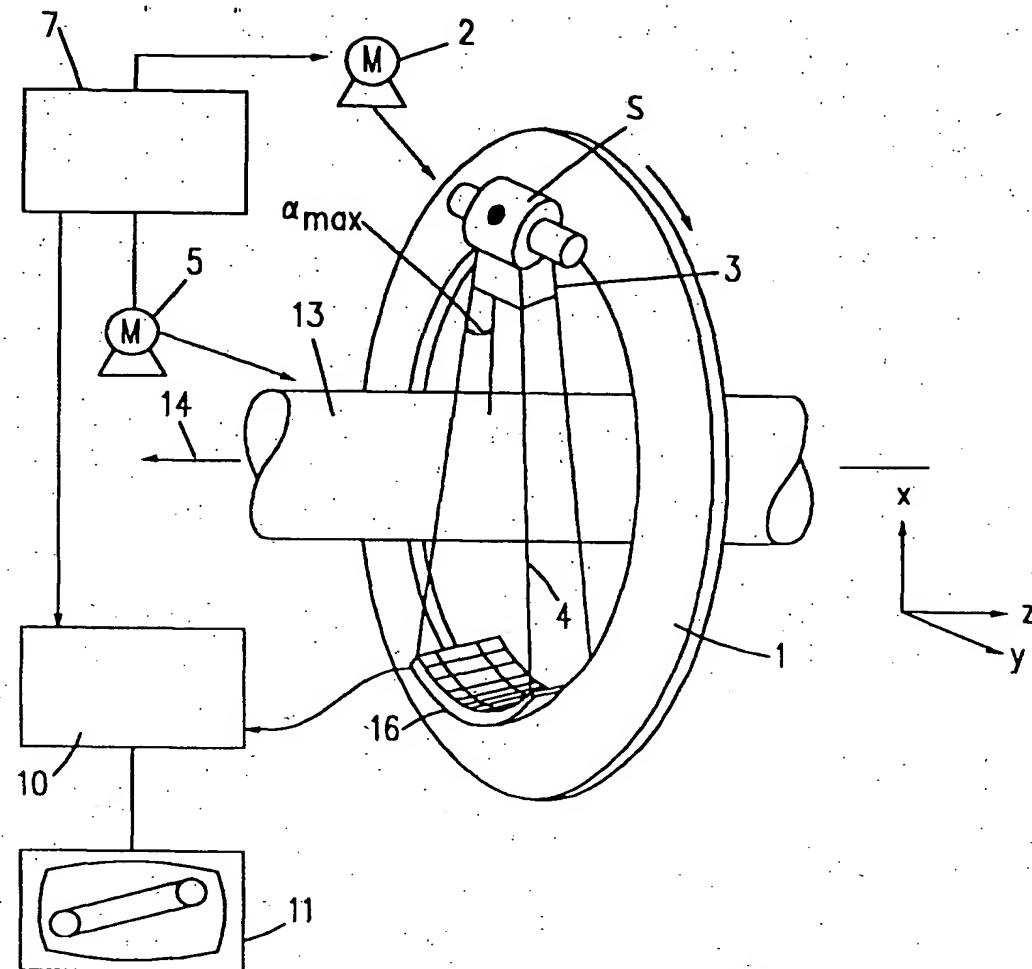


FIG.1

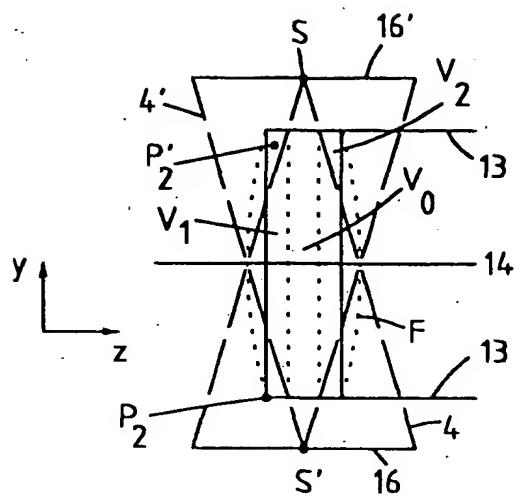


FIG.2A

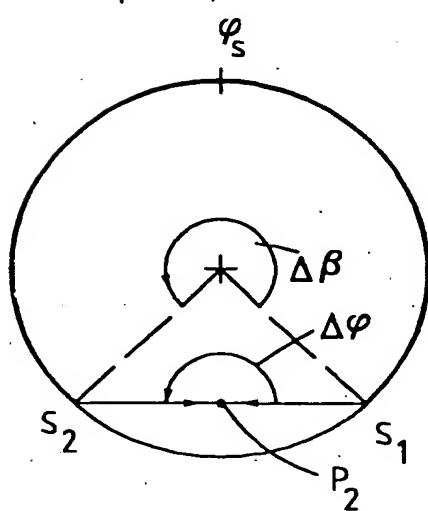


FIG.2B

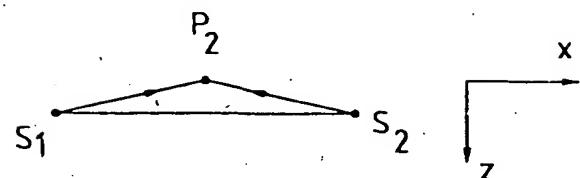


FIG.2C

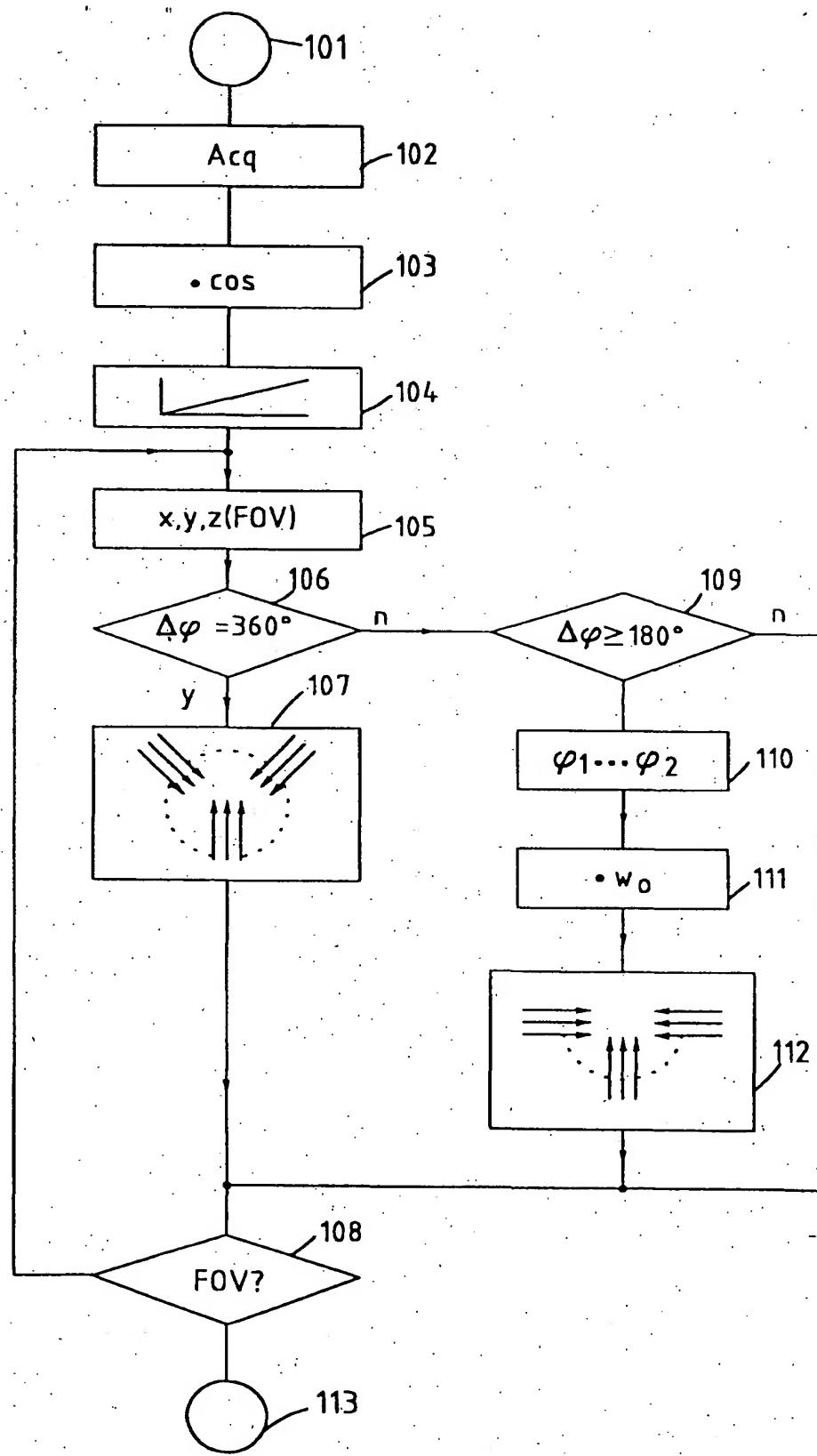


FIG.3

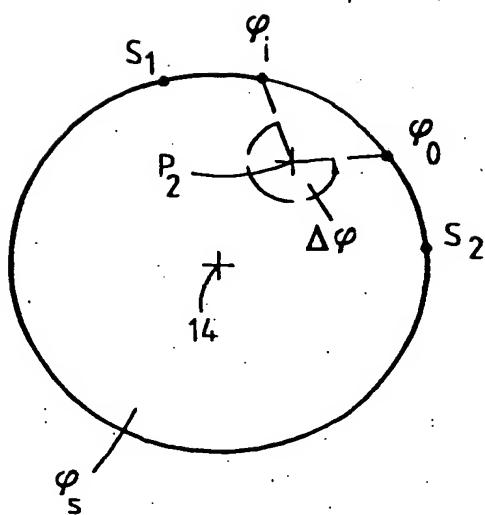


FIG.4

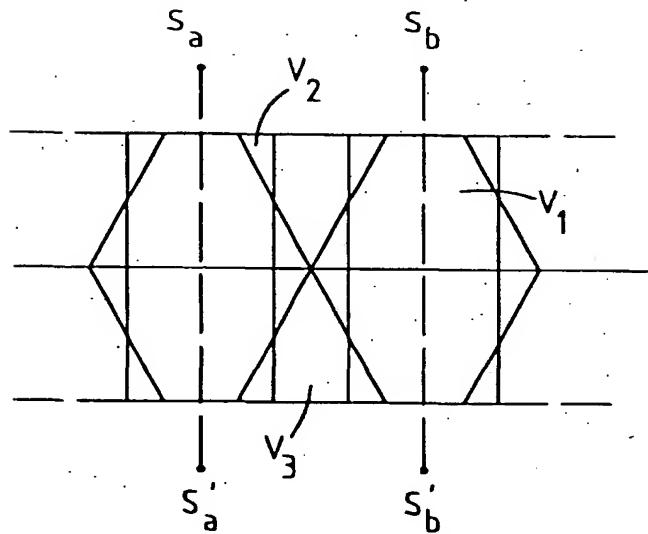


FIG.6

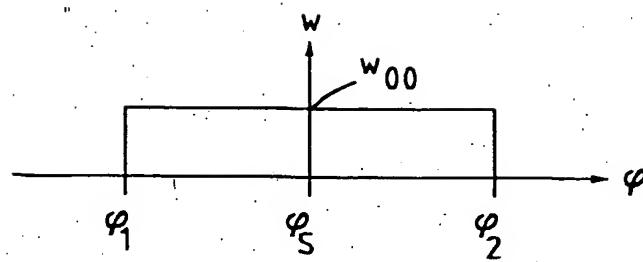


FIG.5A

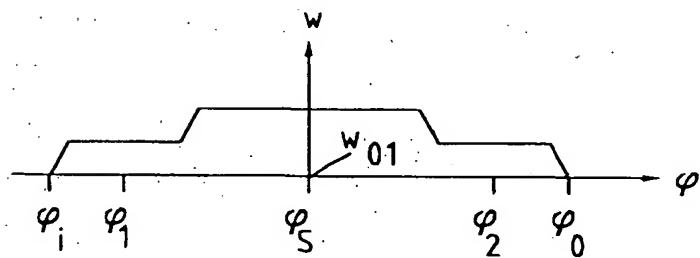


FIG.5B

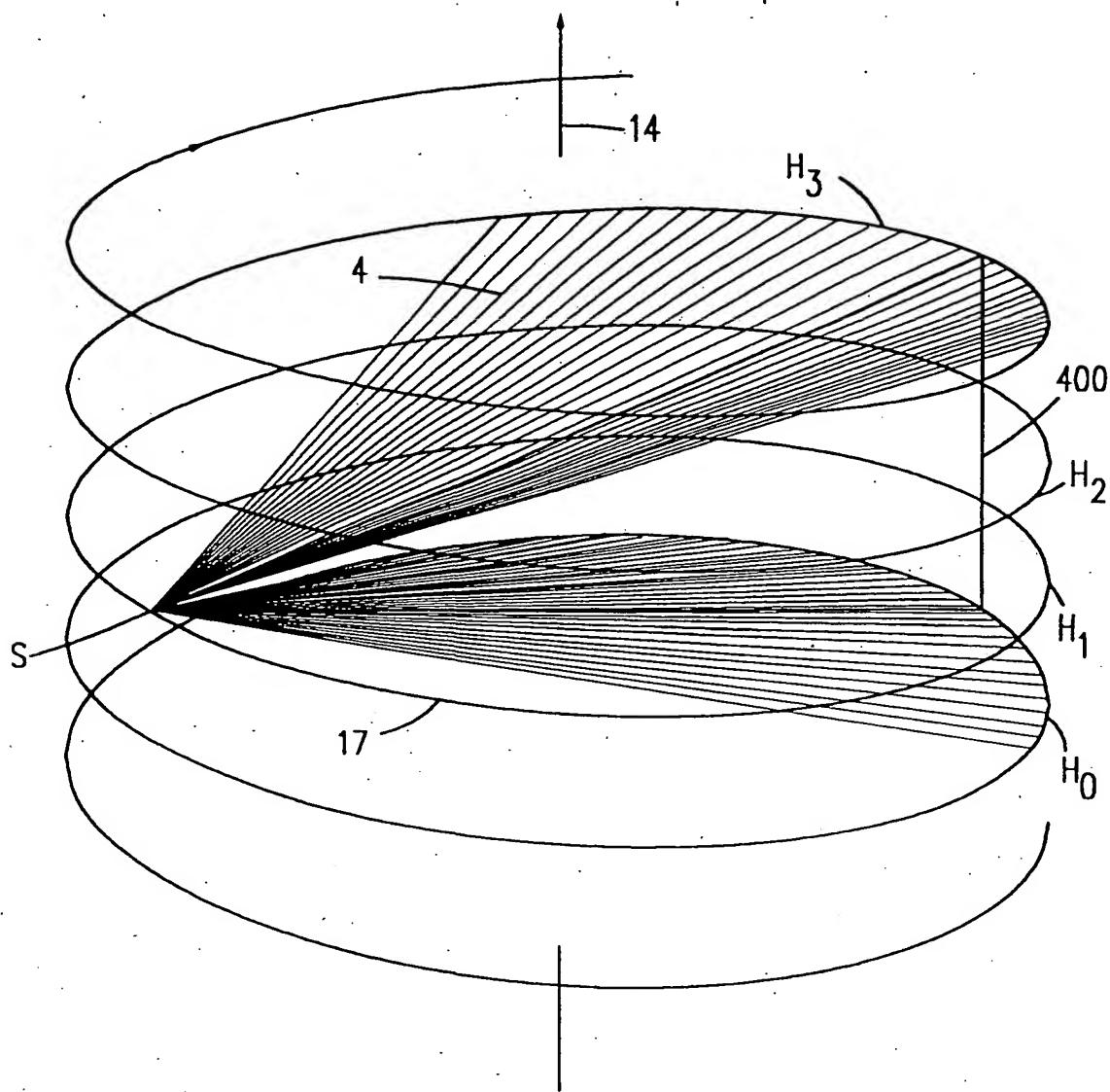


FIG.7